

BR 2004/000142



REC'D 31 AUG 2004  
WIPO PCT

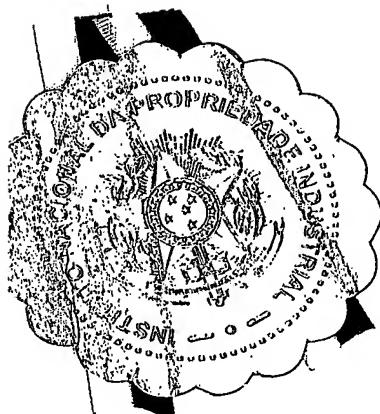
REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL  
Ministério do Desenvolvimento, da Indústria e Comércio Exterior.  
Instituto Nacional da Propriedade Industrial  
Diretoria de Patentes

CÓPIA OFICIAL

PARA EFEITO DE REIVINDICAÇÃO DE PRIORIDADE

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

O documento anexo é a cópia fiel de um  
Pedido de Patente de invenção  
Regularmente depositado no Instituto  
Nacional da Propriedade Industrial, sob  
Número PI 0306282-1 de 26/12/2003.



Rio de Janeiro, 13 de Agosto de 2004.

GLÓRIA REGINA COSTA  
Chefe do NUCAD  
Mat. 00449119.

ANEXO - DEINPI/SP

Protocolo 26/11/1915 n° 006582

Número (21)

**DEPÓSITO**

Pedido de Patente ou de  
Certificado de Adição



PI0306282-1

depósito / /

(Lançamento no INPI)  
Formato para etiqueta (número e data de depósito)

Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:

O requerente solicita a concessão de uma patente na natureza e nas condições abaixo indicadas:

1. Depositante (71):

1.1 Nome:

INTERMED EQUIPAMENTO MÉDICO HOSPITALAR LTDA

1.2 Qualificação: Empresa Brasileira

1.3 CGC/CPF: 49.520.521/0001-69

1.4 Endereço completo:  
Av. Cupecê, 1786 - São Paulo, SP

1.5 Telefone: ( )  
FAX: ( )

( ) continua em folha anexa

2. Natureza:

(X) 2.1 Invenção

( ) 2.1.1. Certificado de Adição

( ) 2.2 Modelo de Utilidade

Escreva, obrigatoriamente e por extenso, a Natureza Desejada: PATENTE DE INVENÇÃO

3. Título da Invenção, do Modelo de Utilidade ou do Certificado de Adição (54):

"SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO"

( ) continua em folha anexa

4. Pedido de Divisão do Pedido n.º \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

5. Prioridade Interna - O depositante reivindica a seguinte prioridade:

N.º de depósito

Data de Depósito

(66)

6. Prioridade - o depositante reivindica a(s) seguinte(s) prioridade(s):

| País ou organização de origem | Número do depósito | Data do depósito |
|-------------------------------|--------------------|------------------|
|                               |                    |                  |
|                               |                    |                  |
|                               |                    |                  |

( ) continua em folha anexa

7. Inventor (72):  
 Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seu(s) nome(s)  
(art. 6º § 4º da LPI e item 1.1 do Ato Normativo n.º 127/97)

7.1 Nome:  
(1) Jorge Bonassa – Engenheiro

7.2 Endereço:  
(1) Rua Heron Domingues, 150 – Jardim Cordeiro – São Paulo - SP

7.3 CEP: 7.4 Telefone: ( )

continua em folha anexa

8. Declaração na forma do item 3.2 do Ato Normativo n.º 127/97

9. Declaração de divulgação anterior não prejudicial (Período de graça):  
(art. 12 da LPI e item 2 do Ato Normativo n.º 127/97):

10. Procurador (74):  
10.1 Nome e CPF/CGC:  
**FRANCISCO CARLOS RODRIGUES SILVA, brasileiro, casado, engenheiro**  
API 507  
10.2 Endereço:  
**Av. Brigadeiro Faria Lima, 1485 – 12º andar – São Paulo – SP**

10.3 CEP: 01451-904 10.4 Telefone: (011) 38.19.45.45

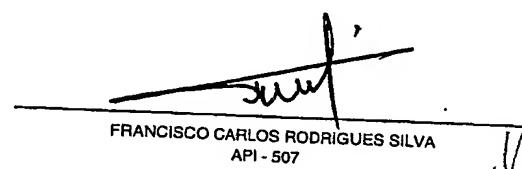
11. Documentos anexados (assinale e indique também o número de folhas):  
(Deverá ser indicado o n.º total de somente uma das vias de cada documento)

|   |   |         |   |                           |         |
|---|---|---------|---|---------------------------|---------|
| X | 11.1 Guia de recolhimento                 | 01 fls. | X | 11.5 Relatório descritivo | 16 fls. |
| X | 11.2 Procuração                           | 01 fls. | X | 11.6 Reivindicações       | 03 fls. |
|   | 11.3 Documentos de prioridade             | fls.    | X | 11.7 Desenhos             | 06 fls. |
|   | 11.4 Doc. de contrato de trabalho         | fls.    | X | 11.8 Resumo               | 01 fls. |
| X | 11.9 Outros (especificar): Esclarecimento |         |   |                           | fls.    |
| X | 11.10 Total de folhas anexadas:           |         |   |                           | 28.fl.  |

12. Declaro, sob penas da Lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras

São Paulo, 26/12/2003

Local e Data

  
FRANCISCO CARLOS RODRIGUES SILVA  
API - 507

## “SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO”

### CAMPO DA INVENÇÃO

A presente invenção se refere a um sistema de ventilação, especialmente, para aparelhos respiratórios hospitalares que são utilizados

5. para a administração de anestesias em pacientes.

Mais especificamente, a presente invenção se refere a um sistema de ventilação utilizado em circuito respiratório com re-inalação através de fole do tipo ascendente acionado por um ventilador eletrônico microprocessado e, sendo dotado, ainda, de um sistema de controle de gás fresco. A presente invenção é apropriada para o uso em aparelhos respiratórios para a administração de anestesia em pacientes neonatais, pediátricos e adultos.

Ainda, de forma adicional, o sistema de ventilação objeto da presente invenção realiza de maneira adequada, eficaz e segura, o controle de excesso de gás no interior do circuito respiratório, o que elimina o desperdício de gás fresco, promove aos pacientes uma respiração mais eficiente e segura, sem requerer esforços prejudiciais ao ciclo respiratório.

### FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

A administração de anestesias, pela via inalatória, é feita através de um circuito respiratório que realiza a re-inalação parcial dos gases exalados pelos pacientes, cuja finalidade é reduzir o consumo de agentes anestésicos, tal como os halogenados, uma vez que apenas uma pequena quantidade é absorvida pelo organismo humano a cada ciclo respiratório. Ainda, tais circuitos respiratórios têm por finalidade reduzir a poluição ambiental causada pela exaustão desses agentes.

Os sistemas de ventilação utilizados em circuitos respiratórios com re-inalação são diferentes daqueles utilizados, por exemplo, em terapia intensiva, na qual o gás controlado pelo sistema de ventilação é o próprio gás

inalado pelo paciente durante a fase de inalação e exaurido para o meio ambiente na fase de exalação. Nos casos em que ocorre a re-inalação é necessário separar o gás inalado pelo paciente do gás de controle, de modo a evitar eventuais contaminações do ar re-inalado.

5 Em vista de que a presente invenção se refere a um sistema de ventilação para circuitos respiratórios com re-inalação, a descrição feita a seguir será realizada com enfoque, mais especificamente, para este tipo de aplicação. Assim, como é de conhecimento dos técnicos no assunto, o gás contido no circuito respiratório, o qual é inalado pelos pacientes, é constituído 10 por uma porção de gás re-inalado, e por uma porção de gás fresco continuamente introduzido no circuito.

Inicialmente, o circuito respiratório é completamente preenchido com gás fresco e, a partir de então, inicia-se o processo de re-inalação com a reposição de apenas uma parcela do gás disposto no circuito pela alimentação 15 contínua de gás fresco. A concentração deste gás é controlada através de um conjunto de fluxômetros que utiliza oxigênio e óxido nitroso, sendo associado a um vaporizador calibrado que ajusta a concentração dos agentes anestésicos, tais como isoflurano, sevoflurano, enflurano ou desflurano.

Os circuitos de re-inalação utilizados nos aparelhos do estado da 20 técnica, realizam a alimentação contínua de gás fresco no circuito respiratório, sendo coletado em uma bolsa ou em um fole expansível, o que depende da seleção do tipo de sistema de ventilação, podendo ser manual através da bolsa, ou automático através de um ventilador, tal seleção é feita, normalmente, através de uma válvula seletora manual/ventilador.

25 Sucintamente, no sistema de ventilação manual, o anestesista pressiona a bolsa e, devido à presença de duas válvulas unidireccionais, o gás é direcionado para o paciente através do ramo inspiratório do circuito, passando através de um absorvedor de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ). No momento em que o

7

anestesista para de exercer pressão na bolsa, o gás exalado pelo paciente retorna para a bolsa através do ramo expiratório. Dessa forma, o funcionamento das válvulas unidireccionais orienta o sentido do fluxo durante a inspiração e exalação, fazendo com que o gás, 5 obrigatoriamente, passe através do absorvedor de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) antes da re-inalação do paciente.

Geralmente, uma válvula limitadora de pressão ajustável permite liberar para a atmosfera, através de um sistema apropriado de exaustão, o excesso de gás no interior do circuito, uma vez que o 10 circuito é alimentado continuamente com.

No sistema de ventilação automático, o fole é preenchido e, o bombeamento do circuito respiratório é realizado através do gás de controle introduzido pelo ventilador no interior de um reservatório rígido, onde o referido fole é montado. Assim, durante a exalação, o ventilador 15 despressuriza o interior do reservatório rígido através de uma válvula de exalação, permitindo que o gás exalado pelo paciente seja acumulado no interior do fole. Normalmente, o referido fole fica disposto para atuar de maneira ascendente, ou seja, o preenchimento do fole faz com que ocorra a elevação da extremidade livre de modo a vencer o próprio peso. 20

Devido ao fato dos circuitos respiratórios com re-inalação serem continuamente alimentados com gás fresco, os aparelhos do estado da técnica, normalmente, liberam o excesso de gás do circuito respiratório através de uma válvula de alívio que é passiva e fica disposta no conjunto do fole. A finalidade dessa válvula é, 25 exclusivamente, aliviar o excesso de gás no interior do circuito respiratório, somente após o completo enchimento do fole, de modo a evitar a o excesso de pressurização do circuito além do valor da pressão expiratória ajustada.

8

Essas válvulas de alívio conhecidas no estado da técnica apresentam um peso morto que é suficiente para gerar uma pressão, em torno de 3 a 5hPa, a qual é superior ao peso do fole que estaticamente é em torno de 2 a 3hPa. Assim, na fase inspiratória o canal de alívio é fechado, geralmente 5 pela ação de um diafragma, de modo a isolar a referida válvula de alívio, e permitir a pressurização do circuito respiratório. Porém, no início da fase de exalação, quando o canal de alívio já está aberto, ocorre um pico de pressão em razão do pico de pressão expiratório e pela inércia do fole, fazendo com 10 que a pressão no interior do fole seja superior à obtida em condições estáticas. Essa sobrepressão é suficiente para abrir a válvula de alívio, consequentemente, ocorre o vazamento do gás antes do completo preenchimento do fole. Isso é muito indesejável, pois impede a utilização de baixos fluxos de gás fresco, obrigando a reposição de fluxo acima do necessário clinicamente. As vantagens de utilização de baixos fluxos de gás 15 fresco em circuitos respiratórios para a administração de anestesias, principalmente com relação aos aspectos de segurança, economia, ambientais e clínicos, tal como deve ser apreciado pelos técnicos no assunto.

Adicionalmente, os sistemas de alívio do estado da técnica apresentam um outro inconveniente, uma vez que existe uma dependência 20 entre o fluxo de gás fresco e a pressão residual resultante no circuito respiratório, ou seja, quanto maior for o fluxo de gás fresco, maior será a pressão residual no circuito, a qual dificulta o sincronismo do ventilador com a respieração espontânea do paciente, aumentando o trabalho respiratório, bem como comprometendo a hemodinâmica, principalmente, de pacientes 25 cardíopatas.

As patentes US 5,398,675 e US 5,507,280 descrevem um sistema de alívio acionado através de uma haste em contato com uma bolsa flexível. Entretanto, esse sistema não é adequado para a aplicação neonatal e

9

pediátrica, uma vez que promove uma pressão positiva indesejada durante a atuação do sistema. Verifica-se que esse inconveniente é causado devido ao fato de não existir uma relação constante entre o volume do reservatório flexível e a posição da parede flexível do mesmo, bem como entre a área de contato do sensor e, consequentemente, a força exercida pela bolsa e a força necessária para atuação do sistema de alívio.

A patente US 5,678,540 descreve um sistema que tem por finalidade melhorar o controle de pressão no interior do fole e do reservatório, permitindo uma ventilação com pressão controlada. Porém, o referido sistema utiliza uma válvula de alívio passiva convencional do estado da técnica, igual às anteriormente descritas.

Outro inconveniente revelado pelos aparelhos do estado da técnica é com relação à válvula de fluxo livre de oxigênio, a qual tem por finalidade repor ou renovar o gás no interior do circuito respiratório de maneira rápida. Normalmente, quando pressionadas manualmente, tais válvulas controlam um fluxo livre de 30 a 40L/min de oxigênio sem anestésicos. Porém, em circuitos respiratórios configurados de maneira automática, esse fluxo livre de oxigênio pode ocasionar o aumento excessivo do volume e da pressão enviados ao paciente, podendo provocar sérias lesões no sistema respiratório e até o comprometimento hemodinâmico dos pacientes.

Esse tipo de válvula pode ser verificado na patente US 5,678,537, a qual descreve um sistema para prevenir o aumento de pressão no circuito respiratório através da ativação da válvula de fluxo livre de oxigênio durante a fase inspiratória do ciclo respiratório. Neste sistema, o ciclo respiratório é interrompido sempre que a válvula de fluxo livre de oxigênio é acionada, abrindo a válvula de exalação. Porém, apesar de eliminar o risco de barotrauma causado pela sobreposição do ciclo respiratório e da ativação do fluxo livre de oxigênio, essa alternativa interfere na ventilação pulmonar do

paciente, podendo ocasionar na redução de oxigenação (hipóxia) e/ou no aumento de retenção do CO<sub>2</sub> (hipercapnia), traumas estes que podem comprometer a saúde dos pacientes.

Nº

Observa-se, portanto, que os sistemas de ventilação conhecidos e utilizados no estado da técnica revelam sérios inconvenientes aos pacientes, principalmente, pelo fato de não satisfazerem as exigências técnicas e médicas requeridas para a administração de anestésicos através de circuitos respiratórios com re-inalação, uma vez que podem gerar fluxos de gás inefficientes e perigosos para o sistema respiratório do paciente.

#### 10 DESCRÍÇÃO RESUMIDA DA INVENÇÃO

Portanto; é objetivo da presente invenção prover um sistema de ventilação aplicado em aparelhos respiratórios com re-inalação, mais especificamente, para a administração de anestesias em pacientes neonatais, pediátricos e adultos, solucionando todos os inconvenientes e falhas existentes nos sistemas de ventilação dos aparelhos respiratórios do estado da técnica.

Outro objetivo da presente invenção é prover um sistema de ventilação para circuitos respiratórios com re-inalação que promove um efetivo controle do excesso de gás fresco, bem como o controle da pressão interna do circuito respiratório. A presente invenção consegue, ainda, adequar o circuito respiratório à respiração espontânea dos pacientes, sem requer esforços do sistema respiratório, além de proporcionar um adequado e controlado ciclo respiratório aos pacientes.

É ainda, um outro objetivo da presente invenção, prover uma válvula de fluxo livre de oxigênio que atua em sincronia com a fase expiratória dos ciclos respiratórios, de modo a eliminar os riscos de barotrauma sem intervir na ventilação pulmonar dos pacientes.

O sistema objeto da presente invenção pode ser, preferencialmente, utilizado em um aparelho respiratório para a administração

de anestesia com re-inalação dotado de um sistema absorvedor de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>), o qual é objeto do pedido de patente depositado pela própria depositante, sob o protocolo DEINPI/SP nº 005696 datado de 17 de novembro de 2003.

5

#### DESCRÍÇÃO RESUMIDA DAS FIGURAS

Esse e outros objetivos, aperfeiçoamentos e efeitos do sistema de ventilação objeto da presente invenção serão aparentes aos técnicos no assunto, a partir da descrição detalhada feita a seguir, a qual faz referência às figuras em anexo, que de maneira ilustrativa e não limitativa, representam:

- 10 - A Figura 1 ilustra um diagrama esquemático do ciclo respiratório com re-inalação de um aparelho com sistema de ventilação conforme a presente invenção;
- A Figura 2 mostra uma vista em corte detalhada do conjunto do fole e reservatório do sistema de ventilação segundo a presente invenção;
- 15 - A Figura 3 mostra uma realização alternativa do conjunto fole e reservatório segundo a presente invenção, para a aplicação em tratamentos neonatais;
- 20 - A Figura 4 mostra uma vista em corte detalhada do manifold do conjunto fole e reservatório segundo a presente invenção;
- A Figura 5 mostra uma vista em corte detalhada de uma realização alternativa do manifold segundo a presente invenção; e
- A Figura 6 mostra uma vista em corte detalhada da válvula de fluxo livre de oxigênio segundo a presente invenção.

#### DESCRÍÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

A Figura 1, conforme acima mencionado, ilustra de maneira esquemática o ciclo respiratório com re-inalação de um aparelho respiratório provido com o sistema de ventilação objeto da presente invenção. Observa-se que o gás fresco proveniente do equipamento de anestesia (1), que ajusta adequadamente a composição de gases e a concentração de agentes

A2

anestésicos, é introduzido no circuito respiratório através da entrada de gás fresco (2). O gás é coletado em uma bolsa (3) ou em um fole (4), dependendo da necessidade da aplicação e, conforme a posição da chave seletora (5) que determina o modo de funcionamento do aparelho, manual, ou automático 5 através de um ventilador pulmonar (6).

Apenas a título ilustrativo, caso a chave seletora (5) esteja na posição manual, a bolsa (3) é preenchida com gás de modo que o anestesista, ou qualquer outro especialista, possa iniciar o bombeamento manual do gás para o paciente. Ao pressionar a bolsa, o gás passa através de um absorvedor 10 de dióxido de carbono (7), pela válvula unidirecional inspiratória (8), pelo tubo inspiratório (9) e insufla o pulmão do paciente. No momento em que o anestesista libera a bolsa (3), o gás exalado pelo paciente passa através do tubo expiratório (10), pela válvula unidirecional expiratória (11) e retorna para a 15 bolsa (3). A finalidade das válvulas unidireccionais (8, 11) é obrigar a passagem do fluxo de gás através do absorvedor de dióxido de carbono (7) antes de ocorrer a re-inalação do paciente. Para este caso, uma válvula limitadora de 20 pressão ajustável (12), que através de um sistema apropriado de exaustão (13), permite liberar para o meio ambiente o excesso de gás no interior do circuito respiratório, visto que o gás fresco é continuamente alimentado no circuito.

No caso, em que a chave seletora (5) estiver no modo automático/ventilador, o circuito respiratório ocorre de maneira análoga ao modo manual, mas o bombeamento é realizado pelo fole (4), o qual é preenchido através da válvula de exalação (21), pela via (14). O bombeamento 25 é realizado através do ventilador pulmonar (6) que pressuriza o interior do reservatório rígido (15), onde fica montado o dito fole (4), através da via inspiratória (16). Neste caso, o controle do excesso de gás é realizado por um conjunto de válvulas de alívio, o qual é compreendido por uma válvula de alívio

(17) acionada pelo dito fole (4), e pela válvula de alívio (18) acionada pelo ventilador pulmonar (6) através da via (26). Essas válvulas de alívio (17, 18) são acionadas durante a fase de exalação, de modo a permitir o escape do excesso de gás disposto no interior do circuito, e evitar a pressurização do circuito com valores acima da pressão expiratória ajustada.

A fase inspiratória do circuito respiratório inicia-se com o ventilador (6) enviando um fluxo inspiratório através das vias (16, 19, 20) para o interior do reservatório rígido (15); simultaneamente, a válvula de exalação (21) e a válvula de alívio (18) são fechadas, de modo a pressurizar o interior do reservatório rígido (15) e comprimir o fole (4). Verifica-se que, através do sistema de ventilação segundo a presente invenção, todos os parâmetros controlados pelo ventilador pulmonar (6), tais como fluxo, pressão, volume, são integralmente transmitidos para o gás disposto no interior do fole (4), consequentemente, transmitidos para o fluxo de gás inalado pelo paciente. Por essas razões, o sistema de ventilação objeto da presente invenção pode ser utilizado em diversos tipos de aplicações, por exemplo, em terapias intensivas, com volume controlado, pressão controlada, VAPS, APRV, PAV, etc.

Após o término da fase inspiratória, inicia-se a fase expiratória, na qual ocorre o fechamento do fluxo da via (16), abrindo a válvula de exalação (21) e da válvula de alívio (18). O gás disposto no interior do reservatório (15) é exalado através das vias (20, 22), permitindo a expansão do fole (4) até o final da fase de expiração do paciente, de modo que o referido fole (4) irá expandir completamente e, acionará a válvula de alívio (17), fazendo com que o gás em excesso seja exaurido do circuito respiratório através das vias (23, 24, 25) e pela válvula de alívio (18) acionada pelo ventilador (6).

Fazendo referência à Figura 2, onde é ilustrado de maneira detalhada o conjunto constituído pelo fole (4) disposto de maneira ascendente dentro do reservatório (15), e por um manifold (27). O dito fole (4) é fabricado

em material flexível e esterilizável, preferencialmente, de silicone, cujo perfil apresenta uma forma sanfonada (28) para permitir a expansão e o recolhimento do fole (4), oferecendo baixa resistência e inércia. A base do referido fole (4) é dotada de uma abertura (29); em formato de anel e seção 5 transversal circular, a qual é encaixada na base (30) do dito reservatório rígido (15). O topo do dito fole (4) é formado por um disco rígido (31), preferencialmente, fabricado em alumínio com espessura relativamente pequena, que é encaixado sob pressão através de um anel externo (32), fixando de maneira hermética o perfil sanfonado (28) no disco rígido (31), o 10 qual forma uma superfície plana e estável ao topo do fole (4), conforme melhor observado no detalhe da Figura 2. Além disso o referido anel externo (32) tem a finalidade de evitar eventuais misturas entre o gás de controle e o gás inalado pelo paciente.

Dessa forma, a configuração do referido fole (4), permite que toda 15 pressão exercida na superfície externa do fole pelo gás de controle no interior do reservatório (15), seja transmitida integralmente ao gás do circuito respiratório. Adicionalmente, permite que todo o esforço inspiratório exercido pelo paciente, seja transmitido pelo gás do circuito respiratório para o gás de 20 controle disposto no interior do reservatório (15), sem gerar resistência à respiração espontânea do paciente.

O referido reservatório (15) é compreendido por um corpo principal (33), uma base (30) e um manifold (27), sendo que o dito corpo principal (33) é fabricado por um material transparente, preferencialmente, um policarbonato ou acrílico, a referida base (30) é dotada de uma primeira conexão (35) para o acoplamento do tubo de re-inalação (não mostrado), e 25 uma segunda conexão (36) que é conectada ao manifold (27) na válvula de alívio (17) para a saída dos gases em excesso. A referida base (30) é encaixada na porção inferior do corpo principal (33) através de uma porca de

aperto (37). Observa-se, ainda, que a borda da abertura circular (29) do dito fole (4) fica prensada entre a dita base (30) e o corpo principal (33), também de maneira hermética para evitar a mistura entre o gás do circuito respiratório com o gás de controle.

15

5 O manifold (27) é montado sobre o corpo principal (33) através de pinos (38) dispostos na lateral do corpo principal, os quais são encaixados em reentrâncias (39) dispostas na borda do dito manifold (27), provido, ainda, de um anel de vedação (40) para realizar a vedação entre o corpo principal (33) e o manifold (27).

10 A capacidade volumétrica do fole (4) pode variar conforme a aplicação, comumente, utilizam-se foles com capacidade que variam entre 250 a 1400ml, por exemplo, para aplicações em pacientes neonatais a capacidade volumétrica deve ser pequena no intuito de minimizar o volume compreensível total do circuito respiratório. A Figura 3 mostra uma realização alternativa do  
15 conjunto fole (4) e reservatório (15), os quais apresentam capacidades volumétricas inferiores às mostradas na Figura 2, mas mantendo o mesmo princípio de funcionamento. Entretanto, observa-se que o referido conjunto utiliza um manifold (27) igual ao utilizado em reservatórios de maior capacidade volumétrica, pois o diâmetro da extremidade superior do reservatório (X) é  
20 mantido igual a do reservatório utilizado na realização mostrada na Figura 2. Portanto, nota-se que o sistema de ventilação objeto da presente invenção pode ser utilizado em diversas aplicações, independentemente da capacidade volumétrica dos gases no circuito respiratório, requerendo apenas a substituição do conjunto fole/reservatório.

25 A Figura 4 ilustra de maneira detalhada o dito manifold (27) fabricado, preferencialmente, em alumínio compreendendo a válvula de exalação (21) e as válvulas de alívio (17, 18), responsáveis pelo controle de excesso de gás no circuito respiratório.

AB

A válvula de exalação do gás de controle (21) é compreendida por um bocal (41) que é aberto e fechado através da ação de um diafragma flexível (42), que por sua vez, é acionado pela pressão piloto através da entrada de gás (43), sendo que a referida pressão piloto é controlada pelo ventilador pulmonar (6) através de uma válvula solenóide proporcional e por um circuito eletrônico de controle dotado de transdutor de pressão, microprocessador e algoritmo de controle PID, tal como de conhecimento dos técnicos no assunto.

Na fase inspiratória, o ventilador pulmonar (6) pressuriza o interior do reservatório (15) através do canal (44), de modo a controlar a pressão piloto na entrada de gás (43) para fechar o bocal (41) e, consequentemente, fechar o canal de exaustão (45). Na fase expiratória, a pressão piloto na entrada de gás (43) será reduzida, permitindo que o dito diafragma flexível (42) abra o bocal (41), permitindo que o gás de controle seja exaurido passando pelo canal (44), pelo bocal (41) e pelo canal (45). Ressalta-se, que nesta fase é possível controlar a pressão piloto no intuito de manter uma pressão positiva sobre o fole (4), a qual é denominada PEEP (Positive End Expiratory Pressure).

O controle de excesso de gás no circuito respiratório ocorre através das válvulas de alívio (17, 18), sendo cada uma delas responsável por um estágio de controle. Mais especificamente, o primeiro estágio é realizado pela válvula (17), a qual é acionada pelo fole (4) e compreende um cursor (46) cuja extremidade superior fica apoiada, sob a ação de uma mola (47), sobre um bocal (48) disposto no dito manifold (27), e cuja extremidade inferior fica apoiada sobre um diafragma flexível (49). Um segundo cursor (50) é montado no lado oposto do diafragma flexível (49), que se projeta para o interior do reservatório (15) e possui na extremidade livre um disco (51) que realiza o contato com o fole (4).

Dessa forma, no momento em que o fole (4) está completamente preenchido, o disco rígido (31), disposto no topo do fole (4), encosta no disco

(51) do cursor (50), consequentemente, aciona o cursor (46) que abre o bocal (48) permitindo a passagem do fluxo do excesso de gás do canal de entrada (52) ao canal de saída (53) que conduz o gás para a válvula de alívio (18) responsável pelo segundo estágio de controle. O dito canal de entrada (52) é conectado à conexão de saída de excesso de gás (36) disposta na base (30) do reservatório (15). Adicionalmente, observa-se que o dito diafragma (49) separa, de maneira segura, o gás de controle disposto no interior do reservatório (15), do gás proveniente do canal de entrada (52) que é o excesso de gás do circuito respiratório exalado pelo paciente. Assim, consegue-se impedir a mistura entre os gases, consequentemente, obtém-se um circuito respiratório saudável e seguro.

O segundo estágio é realizado pela válvula de alívio (18), semelhante à válvula de exaustão do gás de controle (21), que também é controlada pelo ventilador pulmonar (6) através da pressão piloto no canal (54), que é igual à pressão piloto do canal (43). A válvula de alívio (18) também é dotada de um diafragma flexível (55) que fecha e abre um bocal (56) conforme a pressão piloto no canal (54).

Durante a fase inspiratória, o ventilador pulmonar (6), através do canal (44) envia um fluxo de gás de controle para dentro do reservatório (15), fechando, simultaneamente, os bocais (41, 56) através dos diafragmas flexíveis (42, 55) e, consequentemente, ocorre a pressurização do interior do reservatório (15), fazendo com que o dito fole (4) seja comprimido e o gás contido no seu interior seja bombeado para o paciente, passando através do sistema absorvedor de dióxido de carbono, pela válvula unidirecional inspiratória e insuflando o pulmão do paciente

Conforme exposto anteriormente, durante a fase expiratória, a pressão piloto no canal (43) é reduzida, consequentemente, a pressão piloto do canal (54) também é reduzida, de maneira que as pressões nos diafragmas

18

(42, 55) ficam reduzidas, permitindo a abertura dos bocais (41, 56), permitindo a exalação do gás de controle através dos canais (44, 55) e a interligação dos canais (53, 57). Entretanto, verifica-se que o primeiro estágio de controle do excesso de gás permanece fechado devido à força da mola (47) que atua sobre o cursor (46) da válvula de alívio (17), portanto, o bocal (48) continua fechado e impedindo a exaustão do excesso de gases através dos canais (53, 57). Assim, somente quando o fole (4) estiver completamente preenchido, o disco rígido (31) disposto no topo do mesmo acionará o cursor (50) e, este movimentará o cursor (46), de modo a abrir o bocal (48) para permitir a passagem do excesso de gás entre o primeiro estágio e o segundo estágio através dos canais (53, 57).

Ressalta-se que a válvula (18) do segundo estágio é controlada pela mesma pressão piloto da válvula de exaustão do gás de controle (21). Por essa razão, a pressão de exaustão dos gases de controle, e consequentemente a pressão no interior do fole, será a mesma pressão que é mantida pelo ventilador no interior do reservatório. Esse sistema permite que a pressão expiratória ajustada seja mantida independente do fluxo de gás fresco fornecido, o que mantém a linha de base da ventilação e permite a respiração espontânea do paciente sem esforço adicional para contra-balancear um eventual PEEP intrínseco.

Em uma realização alternativa do manifold (27), conforme ilustrado na Figura 5, o controle de excesso de gases é realizado apenas por um estágio, formado apenas pela válvula de alívio (58), a qual compreende um bocal (59) que sustenta um diafragma flexível (60) acionado por uma pressão piloto através do canal (61), independentemente da pressão piloto fornecida através do canal (43) da válvula de exaustão do gás de controle (21). Neste caso, a pressão piloto no canal (61) é controlada através de um segundo solenóide proporcional que mantém o canal (62) fechado durante a fase

inspiratória e, durante a fase expiratória e somente depois da exalação completa do paciente, o bocal (59) é aberto para permitir a passagem do fluxo de excesso de gás através do canal de exaustão (63).

19

Deve ficar claro que a abertura da válvula de alívio (58) ocorre de maneira proporcional a partir da monitoração da elevação da pressão interna do circuito respiratório que é feita através de um transdutor de pressão, visto que é necessário manter a pressão no circuito no mesmo nível da pressão expiratória ajustada PEEP, de forma a contra-balancear a pressão exercida pelo próprio peso do dito fole (4). A exalação completa pelo paciente pode ser monitorizada, por exemplo, através de um aparelho específico, tal como um pneumotacógrafo, disposto na conexão "Y" do paciente, ou ainda, na via expiratória.

Portanto, observa-se que o sistema de alívio de excesso de gases do circuito respiratório da presente invenção resolve os problemas descritos no estado da técnica, eliminando o risco de ocorrer o escape de gases durante o início da exalação, além de manter uma pressão residual mínima, em torno de 1hPa, mesmo com a utilização de elevados fluxos de gás fresco.

Adicionalmente, o sistema de ventilação objeto da presente invenção compreende uma válvula de fluxo livre de oxigênio (64) que tem por finalidade realizar a renovação dos gases no interior do circuito respiratório de maneira rápida. A válvula de fluxo livre (64) é constituída por dois estágios, um piloto (65) e outro principal (66). A alimentação de oxigênio ocorre através do canal (67) para o estágio principal, e através do canal (68) pela via "normalmente aberta" da válvula solenóide (69), que por sua vez, é conectada ao estágio piloto através do canal (90) que está interligada à válvula de atuação manual (71).

A liberação do fluxo de oxigênio para o circuito respiratório ocorre através do canal (72) e ocorre quando, simultaneamente, o solenóide (69)

20

estiver desligado e o cursor (73) acionado manualmente através do botão (74), de modo a vencer a pressão da mola (75) e, consequentemente, permitir o fluxo de oxigênio entre o canal (70) e a câmara (76). Dessa forma, a atuação da pressão do estágio piloto sobre o diafragma (77), provoca o movimento do cursor (78), vencendo a força da mola (79), e interligando os canais de entrada (67) e saída (72) do estágio principal.

O fechamento da válvula manual (71), ocorre por ação da mola (75) sobre o cursor (73) e pela despressurização da câmara (76) que ocorre através do restritor (80) disposto no canal (81), resultando no fechamento do estágio principal, devido à ação da mola (79) sob o cursor (78). Ressalta-se que o acionamento do solenóide (69) é realizado pelo ventilador pulmonar (6), de forma sincronizada com a fase inspiratória do ciclo respiratório do paciente, ou seja, durante a fase inspiratória a alimentação de oxigênio através do canal (70) é interrompido, consequentemente, a pressão piloto sobre o diafragma (77) e o fluxo de oxigênio através do canal de saída (72) é interrompido, mesmo que o estágio piloto esteja acionado manualmente.

A válvula de fluxo livre de oxigênio da presente invenção permanece funcional mesmo na ausência de alimentação elétrica, permitindo seu acionamento, por exemplo, através da ventilação manual, promovendo maior segurança durante a administração de anestesias, uma vez que é possível trabalhar mesmo em caso de falta de energia ou falha no sistema eletrônico do equipamento. A sincronização do fluxo livre de oxigênio durante a fase expiratória evita os riscos presentes nos equipamentos do estado da técnica, permitindo ao operador a atuação do fluxo em qualquer momento da ventilação, sem necessidade de alterar os parâmetros controlados, tal como a freqüência respiratória, sem necessitar a interrupção da ventilação.

21

REIVINDICAÇÕES

1. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO  
RESPIRATÓRIO, caracterizado por compreender:  
um fole (4) montado, de maneira ascendente, dentro de um recipiente  
5 (15), o qual é formado por um corpo principal (33) cuja extremidade superior  
é fechada por um manifold (27) e a extremidade inferior por uma base (30),  
sendo que o dito fole (4) possui um perfil sanfonado (28), cuja base é dotada  
de uma abertura circular (29) que se encaixa na dita base (30) do dito  
reservatório (15), a qual é fixada através de uma porca de aperto (34) no  
10 corpo principal (33), o topo do dito fole (4) é constituído por um disco rígido  
(31) que se encaixa no dito perfil sanfonado (28) sob pressão por meio de  
um anel externo (32), a dita base (30) do reservatório (15) possui, ainda,  
uma primeira conexão (35) do acoplamento do tubo de re-inalação, e uma  
segunda conexão (36) conectada ao dito manifold (27) o qual é dotado de  
15 uma válvula de exalação (21) e de pelo menos uma válvula de alívio (17, 18,  
58);

uma válvula de fluxo livre (64) que compreende dois estágios, um piloto  
(65) e outro principal (66), sendo que o primeiro é formado por um solenóide  
(69) conectado ao canal de entrada (70) da válvula de atuação manual (71), a  
20 qual é constituída por um cursor (73) apoiado sobre uma mola (75) que é  
acionado pelo botão manual (74); o estágio principal é formado pelo canal de  
entrada de oxigênio (67) e por um segundo cursor (78) apoiado em uma mola  
(79), os quais são acionados pela movimentação do diafragma (77) através  
da pressão na câmara (76) que separa os dois estágios;

25 2. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO  
RESPIRATÓRIO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de  
que o dito fole (4) é fabricado em material flexível e esterilizável,  
preferencialmente, de silicone.

22

3. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dito anel rígido (31) disposto no topo do fole (4) ser, preferencialmente, de alumínio.

4. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dito corpo principal (33) do recipiente (15) é de material transparente, preferencialmente, de policarbonato, tal como o acrílico.

5. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a borda do dito manifold (27) é dotada de reentrâncias (39) que se encaixam em pinos (38) dispostos na porção superior do corpo principal (33).

6. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a válvula de exalação (21) e a válvula de alívio (18) dispostas no dito manifold (27) são compreendidas por um bocal (41, 56) provido de um diafragma flexível (42, 55) acionadas pela pressão de um canal de entrada de ar (43, 54).

7. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a dita válvula de alívio (17) acionada pelo fole (4) é compreendida por um cursor (46) cuja extremidade superior fica apoiada em uma mola (47), sobre um bocal (48) disposto no dito manifold (27), e cuja extremidade inferior fica apoiada em um diafragma flexível (49), o qual é dotado em seu lado oposto de um segundo cursor (50) dotado na extremidade de um disco (51) projetado para dentro do reservatório (15).

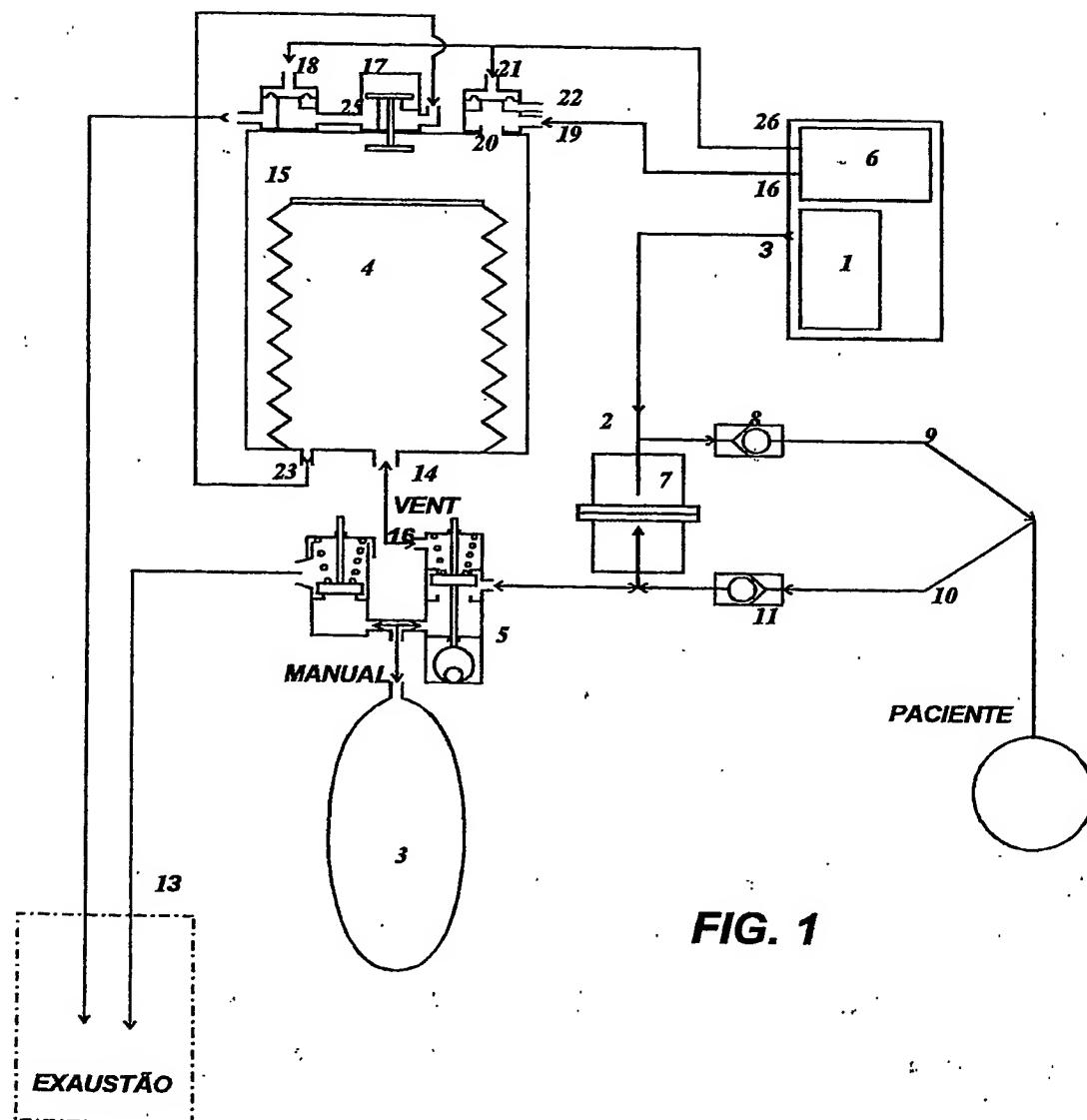
8. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de

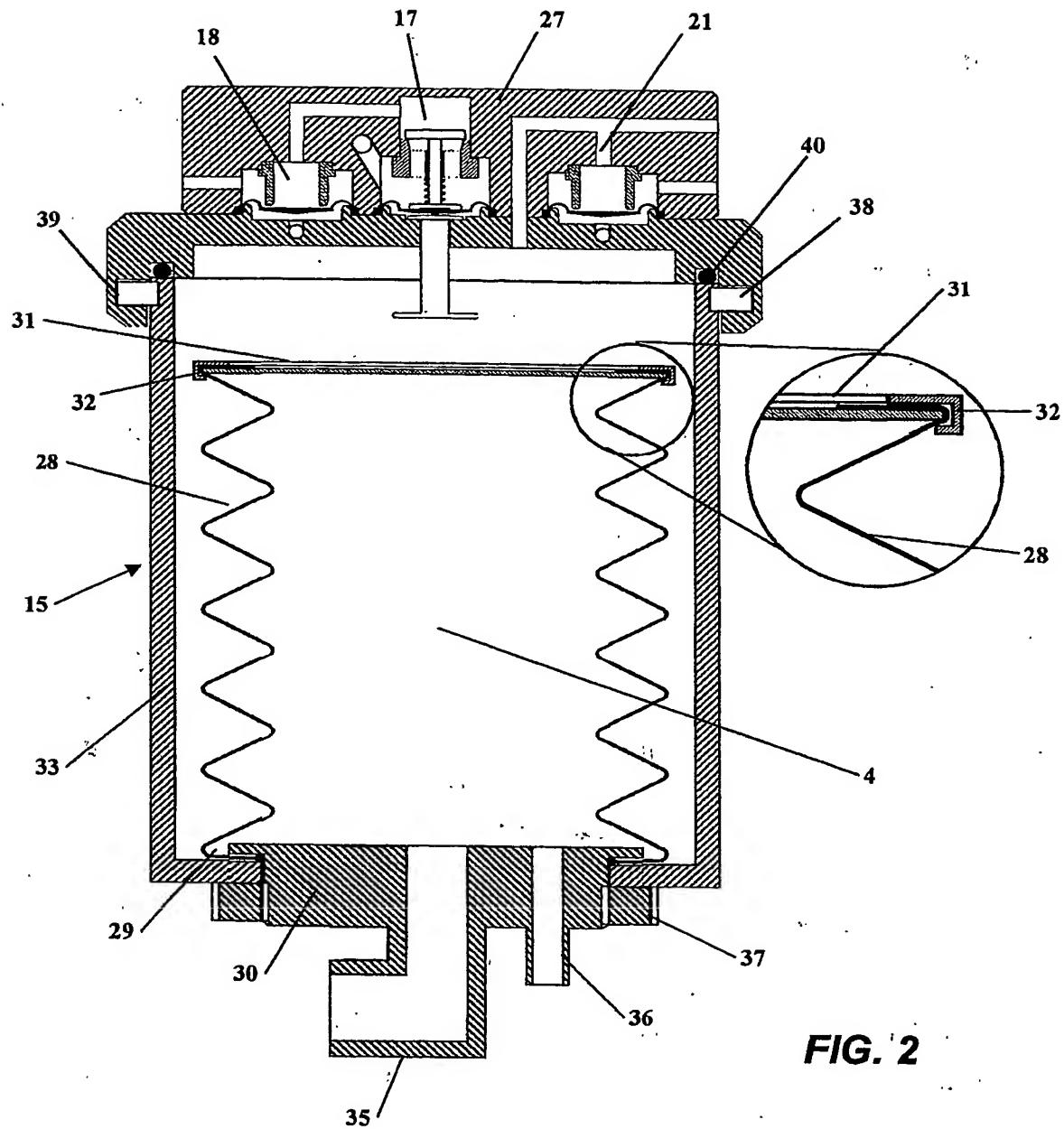
que a válvula de alívio (58) compreende um bocal (59) que sustenta o diafragma flexível (60) que é acionado pela pressão do canal (61)

23

9. SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO, de acordo com uma das reivindicações 1, 6, 7 ou 8,  
5. caracterizado pelo fato de que os diafragmas flexíveis (22, 45, 49, 60, 77)  
serem, preferencialmente de silicone.

24





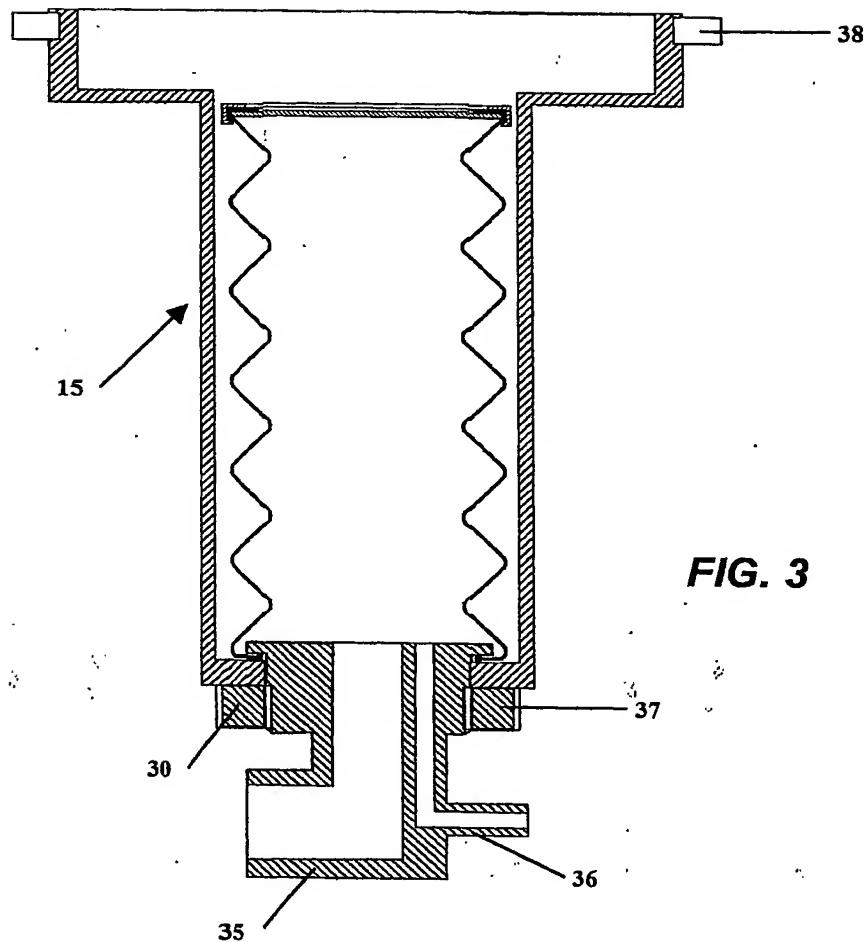
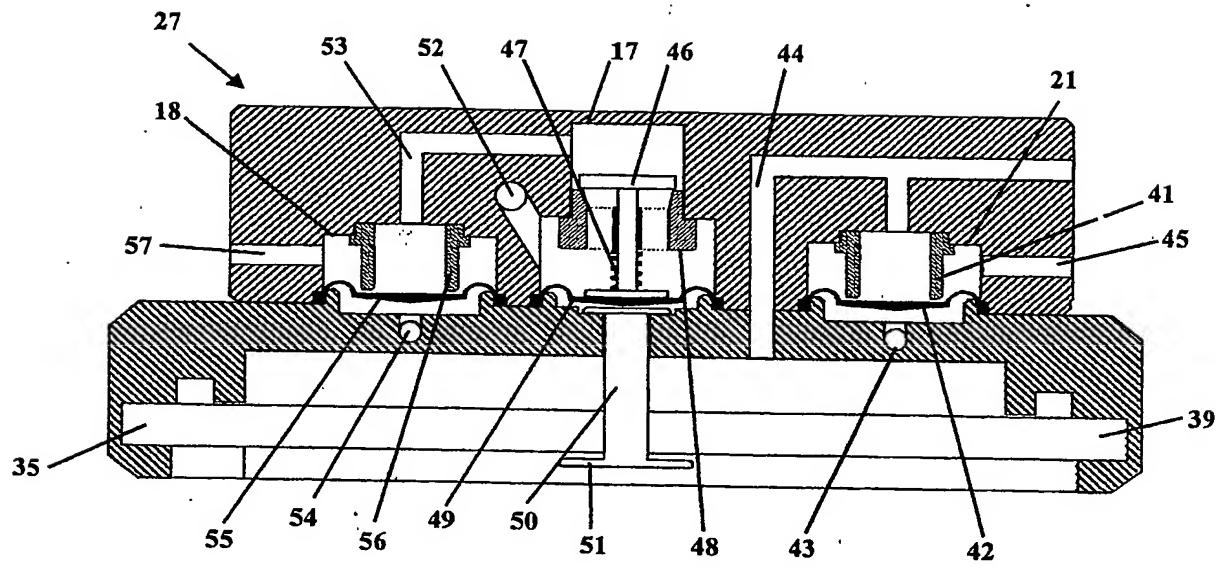


FIG. 3

**FIG. 4**

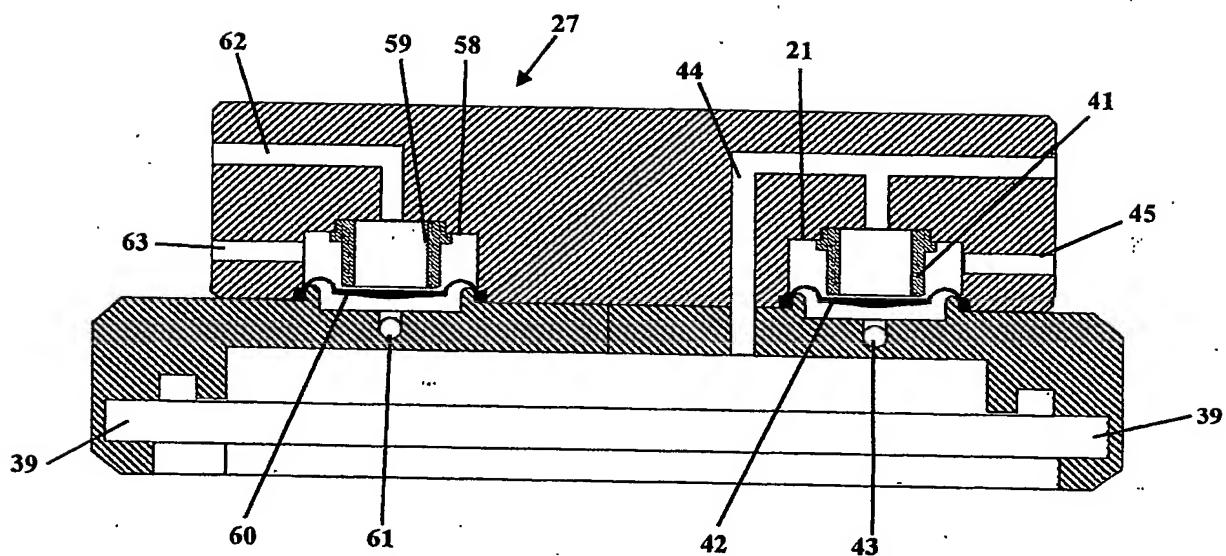
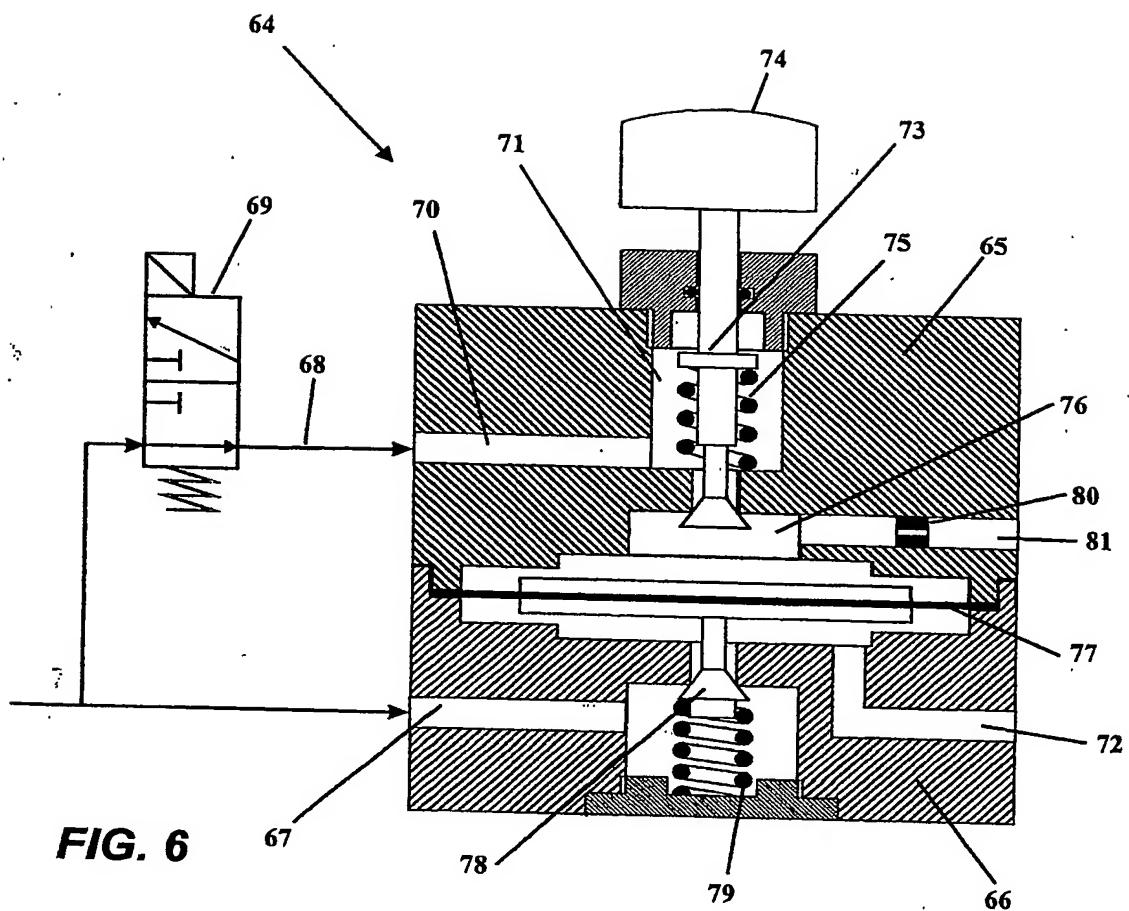


FIG. 5

29

**FIG. 6**

30

### RESUMO

#### **"SISTEMA DE VENTILAÇÃO EM APARELHO RESPIRATÓRIO"**

A presente invenção se refere a um sistema de ventilação em aparelhos respiratórios, especialmente, para aparelhos hospitalares que são utilizados para a administração de anestesias em pacientes neonatais, pediátricos e adultos. Mais especificamente, a presente invenção se refere a um sistema de ventilação que promove um circuito respiratório com re-inalação para o uso na administração de anestesias, superando todas os inconvenientes e falhas existentes nos aparelhos respiratórios do estado da técnica.

O sistema de ventilação em aparelhos respiratórios compreende, basicamente, de um fole montado dentro de um reservatório, o qual é dotado de um manifold provido de diversas válvulas de exalação de gases, mais especificamente, válvulas de alívio para a retirada dos gases em excesso e válvula de exalação de gases de controle. Sendo compreendido, adicionalmente, por uma válvula de fluxo livre de oxigênio para renovar ou repor os gases no circuito respiratório de maneira rápida.